

小波分析和 ECG 信号的检测^{*}

张 杨^{**}, 蔡建立

(厦门大学 自动化系, 福建 厦门 361005)

摘 要: 利用小波变换能处理多尺度多分辨的特点, 将心电信号进行多尺度分解, 把不同频带的信号显现在小波分解各个尺度上。特征尺度上准确定位 QRS 波及 T 波的起始点, 从而获得人体心电信号 (ECG) 中的 QT 间值。人体心电信号具有非平稳性和干扰多的特点, 利用小波分析对心电信号进行处理能够获得精确的 QT 间值, 为临床诊断提供了更加准确的依据。

关键词: 小波分析; 人体心电信号; QRS 波; QT 间期

中图分类号: TP 391.9 **文献标识码:** A **文章编号:** 1005-9830(2005)S0-0223-03

Wavelet Analysis of ECG Signal

ZHANG Yang, CAI Jian-li

(Department of Automation, Xiamen University, Xiamen 361005, China)

Abstract: This paper shows how to acquire exact value of QT interval of ECG using wavelet analysis. ECG signals of different frequencies were extracted by multi-scales decomposition. Since QRS wave and T wave can be identified accurately by characteristic scales, QT interval can be captured exactly. The proposed method is especially suitable for ECG signals because these signals are unbalanced and noisy. When applied to real data, the method provides more accurate diagnostic information.

Key words: wavelet analysis; ECG signal; QRS wave; QT interval

在临床医学中, 心电信号一定程度上反映了心脏器官各部位的病理状况, 对确诊具有重要的意义。心电图的特征提取方法的研究已经进行了许多年, 但是以往人们基本采用单一的时域分析或者是单一的频域分析方法来研究心电信号。由于这两种方法都不能同时具备时域和频域分辨能力, 因此在分析信号时受到很大的限制。随着小波理论的建立, 人们开始将基于时-频分析的小波变换运用到心电信号的分析中, 并取得了很好的效果。

虽然存在多种情况导致人体的心电波形形态各

异(例如不同的导联方式, 人与人之间的个体差异等), 但所有的心电波形都可以呈现为图 1 所示的情况。传统的心电信号检测方法主要由于人体心电信号具有较明显的非平稳性特点, 并且还包含了许多干扰^[1], 如呼吸波干要分为两步: 首先对心电信号进行 RC 滤波、数字滤波补偿基线漂移以及基线拟合等方法, 来滤除信号中的主要噪声(工频电、基漂、肌电、器械移位等), 对 QRS 波群进行加强, 但都存在不足之处, 如: 将心电信号中的多种噪声滤除是一件非常繁琐的工作, 而且这将使信号处理速度降低,

* 收稿日期: 2005-08-20

** 作者简介: 张杨(1979-), 男, 厦门人, 硕士生, 主要研究方向: 小波分析及其应用, E-mail: ibmcer@263.net; 通讯作者: 蔡建立(1950-), 男, 副教授, 硕士, 主要研究方向: 自适应控制。

运算量增加;其次,采取一定的准则确定阈值,检出所需的信息。为克服上述缺点,将小波变换这种具有时-频定位特性的分析方法用于心电信号的测量,利用小波变换多尺度多分辨的特点,将心电信号进行多尺度分解,把不同频带的信号显现在小波分解的各个尺度上。在特征尺度上准确定位 QRS 波及 T 波的起始点,从而获得 QT 间期的精确值;在进行重构时,剔除高频干扰及基线漂移所在尺度的信息,以达到使重构后的信号不再含有干扰成分的目的。

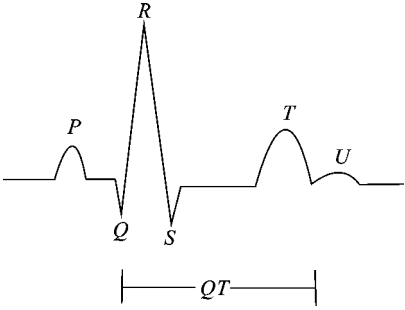


图 1 典型心电波形

1 基础理论

1.1 小波变换原理

连续小波变换定义为

$$\mathcal{W}f(a,b) = \langle f, \Psi_{a,b(t)} \rangle$$

函数系

$$\Psi_{a,b(t)} = |a|^{-1/2} \Psi(\frac{t-b}{a}) \quad a,b \in \mathbf{R}$$

称为小波函数或简称小波,它是由函数 $\Psi(t)$ 经过不同的时间尺度伸缩和不同的时间平移得到的。 $\Psi(t)$ 称为母小波, a 是时间轴尺度伸缩参数, b 是时间平移参数,不同 b 值的小波沿时间轴移动到不同位置。信号 $f(t)$ 关于 $\Psi(t)$ 的连续小波变换就是信号在基函数系上的分解或投影。小波变换具有“变焦距”性质,提供了一个可调的时间-频率窗。当观察高频现象时它自动变窄,时间分辨率较高;而当研究低频环境时它又自动变宽,频率的分辨率较高。

为便于计算机的处理,心电信号进行小波分析时,将尺度和位移离散化,取 $a = 2^j, b = 2^j, j, k \in \mathbf{Z}$, 得到相应二进小波为

$$\Psi_{a,b(t)} = 2^{-j/2} \Psi(2^j t - k)$$

1.2 李氏指数与小波变换模极大值之间的关系

李氏指数是数学上表征局部特征的一种度量,其定义是,设函数 $X(t)$ 在 t_0 附近具有下述特征:

$$|X(t_0 + h) - P_n(t_0 + h)| \leq A |h|^a$$

$$n < a < n + 1$$

则称 $X(t)$ 在 t_0 处的李氏(Lipschitz)指数为 a , h 是一个充分小量, $P_n(t)$ 是过 $X(t_0)$ 点的 n 次多项式。

一般来说, a 越大,信号在该点越光滑; a 越小,则信号在该点奇异性就越大。而且对应信号奇异点的小波变换模极大值随分解尺度的变化有如下规律:当 $a > 0$ 时,小波变换的极大值随尺度的增大而增大;当 $a < 0$ 时,小波变换的极大值则随尺度的增大而减小^[2]。

在小波变换中,若 2 个相邻尺度(j 和 $j + 1$)下的模极大值属于尺度-时间平面上的同一条极大值线,可认为下一尺度上的模极大值是由上尺度的模极大值传递下来的。因此,通过观察某一尺度上的极值点的位置和取值,可估计出任何极值点在下一尺度上的对应极值点。估计方法是:若在尺度 j 上有一个具有较大幅值的模极大值,并且它的位置接近于在 $j + 1$ 尺度上具有相同符号的模极大值的位置,就可判定这 2 个极值点是对应于同一个突变点的。

2 心电信号的小波分析方法

通常由于实际信号的分解是有限的,由有限离散二进小波变换重构数字信号可利用 Mallat 量化^[3],公式如下:

设尺度函数为 $\varphi(t)$, 对应的小波函数为 $\Psi(t)$, 它们应满足尺度方程

$$\varphi(t) = \sum_n h(n) \varphi(2t - n)$$

$$\Psi(t) = \sum_n g(n) \Psi(2t - n)$$

式中: $g(n) = (-1)^{1-n} h(1-n)$, $g(n), h(n)$ 为两尺度序列,也即为低通滤波器 $H(\omega)$ 和高通滤波器 $G(\omega)$ 的系数。对信号 $f(x)$ 是从分辨率高到分辨率低的过程。

$$|H(\omega)|^2 + |H(\omega + \pi)|^2 = 1$$

$$f(x) = s_d^j f = s_d^j f + \sum_{j=1}^j w_d^j f$$

式中 s 是平滑函数。一般情况下,取 $j = 5$ 或 6。

本文 ECG 信号的分解及合成中选择了二阶样条小波作为小波基函数。

3 心电波形的检测

实验表明, QRS 波的能量主要集中在尺度 2^3 上, T 波主要集中在 2^4 尺度上,在更高的尺度上干扰的能量很大,所以本文选取了从 2^1 到 2^5 这 5 个尺度。

R 波在尺度 2^3 上变换会产生一对模极大值, R

波峰取值时刻对应于尺度 2^3 上的正、负极值对间的过零点。QRS 波的起点对应于 R 波生成的模极大值对之前的第一个模极大值, QRS 波的终点对应于由 R 波产生的模极大值对之后的第一个模极大值。在尺度 2^3 上, 从 R 波的模极大值对出发, 在其前后的一段时间窗口内寻找模极大值点, 进而获得 QRS 波的起点或终点。若在该时间窗口内找不到一个模极大值点, 则 R 波生成的模极大值对的起点或终点就是 QRS 波的起点或终点。

T 波在尺度 2^4 上变换, 与 R 波的情况类似, 通过正、负极值对间的过零点的位置便可以获取 T 波的峰值点^[4]。

设 T_1 、 T_2 分别为 2 个模极大值点。
 T_1 为 T 波起点到峰值点间取得最大斜率值的点; T_2 为 T 波峰值点到终点间取得最大斜率值的点; TP_1 为第一个模极大值, $TP_1 = Wf(2^4, T_1)$; TP_2 为

第二个模极大值, $TP_2 = Wf(2^4, T_2)$ 。
若满足 $Wf(2^4, T) \leq TP_1 * 25\%$ 、斜率突变且斜率符号发生变化则 T 为 T 波的起点或者终点(起点还是终点由 T 的位置决定)。

QT 间期 = T 波的终点 - QRS 波的起点
为了减少 RR 间期变化带来的误差, 引入前一波形的 RR 间期对 QT 进行修正: $QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$

4 实验结果

在 2 mV 的心电信号上引入峰峰值为 1 mV 的误差信号, 利用二进小波进行分解, 高频噪声主要显现在尺度上。在信号重构的过程中(见图 2), 只要将这个尺度下的分量置零, 就可以得到精确的心电波形。

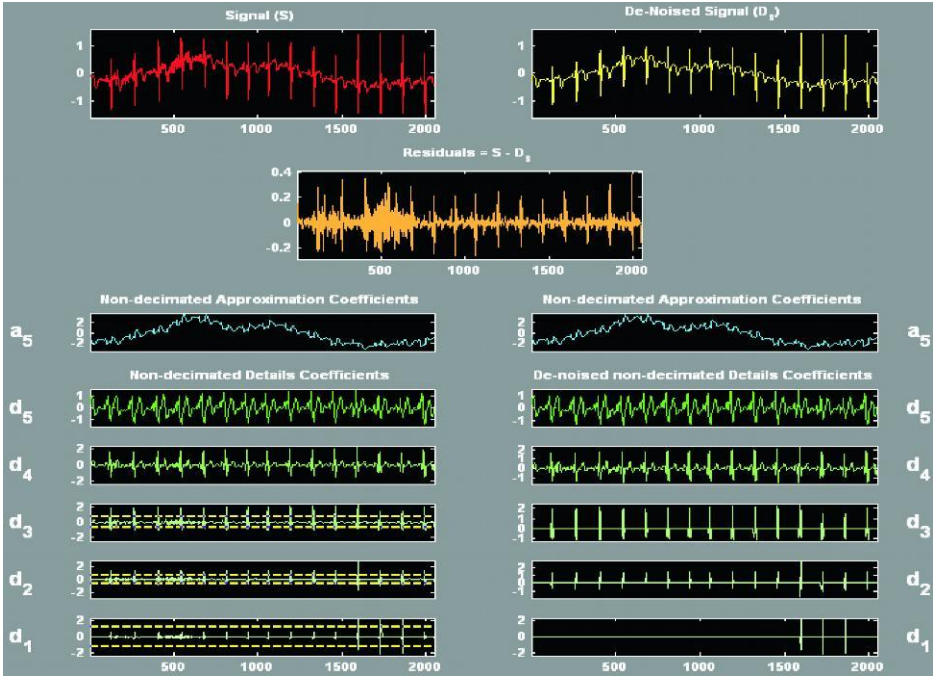


图 2 信号重构过程

参考文献:

[1] Sahambi J S, Tandon S N, Bhatt R K P. An automated approach to beat-by-beat QT interval analysis[J] . IEEE Engineering in Medicine and Biology, 2002; 119(3): 97.
[2] 彭玉华. 小波变换与工程应用[M] . 北京: 科学出版社,

2000.
[3] 程正兴. 小波分析算法与应用[M] . 西安: 西安交通大学出版社, 1998.
[4] Berger R D, Kasper E K, Baughman K L, et al. Beat to Beat QT interval variability: Novel evidence for epolarization liability in ischemic and non-ischemic dilated cardiomyopathy[J] . Circulation, 1997; 96(5) : 1 557.